

SCER. ★ P32 86-050049/08 ★ FR 2566-657-A  
False interior knee joint that can slide - has small volume and semi-  
restraint to simulate natural movement

SCERNP SOC CIV D ET 28.06.84-FR-010261  
(03.01.86) A61f-02/38

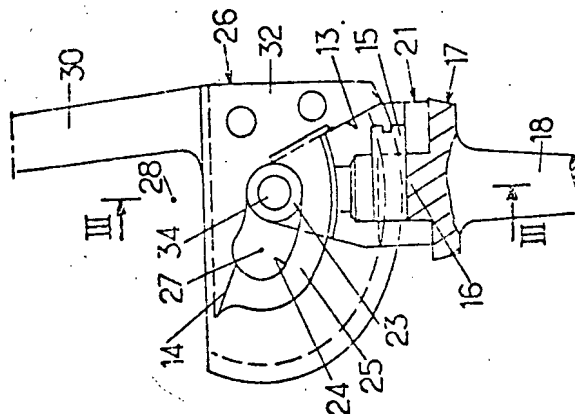
28.06.84 as 010261 (1421DB)

The femoral piece (26) of the artificial joint can be anchored (30) in the femur medulla cavity and it has a convex sliding surface. There is a tibia piece (17), and an intermediate piece (21) which connects the two other pieces has a bearing surface for the convex surface and means to limit the relative movements of the two other pieces in bending extension.

The femoral piece convex surface and the cooperating intermediate piece concave surface have two parts that come into successive bearing during bending movements, and their radii correspond to the natural joint rotation centres.

USE - As a false interior knee joint that simulates natural knee joint movement. (15pp Dwg.No.4/7)

N86-036610



© 1986 DERWENT PUBLICATIONS LTD.

128, Theobalds Road, London WC1X 8RP, England

US Office: Derwent Inc. Suite 500, 6845 Elm St. McLean, VA 22101

Unauthorised copying of this abstract not permitted.

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
—  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
—  
PARIS  
—

①① N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

**2 566 657**

②① N° d'enregistrement national :

**84 10261**

⑤① Int Cl<sup>4</sup> : A 61 F 2/38.

①②

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②② Date de dépôt : 28 juin 1984.

③① Priorité :

④③ Date de la mise à disposition du public de la  
demande : BOPi « Brevets » n° 1 du 3 janvier 1986.

⑥① Références à d'autres documents nationaux appa-  
rentés :

⑦① Demandeur(s) : SOCIÉTÉ CIVILE D'ÉTUDE ET DE RE-  
CHERCHE DE NOUVELLES PROTHÈSES (SCERNP). — FR.

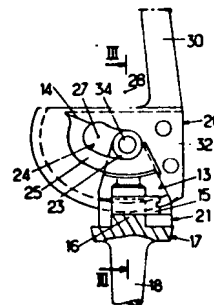
⑦② Inventeur(s) : Henri Judet, Henri Judet et Jean-Jacques  
Tourneaud.

⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire(s) : Cabinet Plasseraud.

⑤④ Prothèse du genou à glissement.

⑤⑦ L'endoprothèse du genou à glissement comprend une  
pièce fémorale 26 munie de moyens 30 d'ancrage dans la  
cavité médullaire du fémur, présentant une surface concave de  
glissement, une pièce tibiale 17 et une pièce intermédiaire 21  
reliant les deux autres et présentant une surface d'appui de la  
surface convexe. La surface convexe de la pièce fémorale et la  
surface concave de la pièce intermédiaire coopérant avec elle  
présentent deux fractions venant successivement en appui lors  
du mouvement de flexion, dont les rayons  $R$ ,  $r$  correspondent  
aux centres de rotation de l'articulation naturelle.



FR 2 566 657 - A1

D

Prothèse du genou à glissement

L'invention concerne les prothèses du genou qui ont été créées pour réduire la douleur et restituer  
5 autant que faire se peut l'activité fonctionnelle et la mobilité de l'articulation.

La complexité de la biomécanique du genou rend la réalisation d'une prothèse satisfaisante beaucoup plus complexe que dans le cas de l'articulation de la  
10 hanche, où la tête fémorale tourne dans la cavité acétabulaire autour d'un seul centre de rotation, ce qui permet l'utilisation d'une simple rotule. Les mouvements du genou comportent en effet notamment :

- en flexion extension, un glissement des condyles fémoraux sur le plateau tibial suivant un premier  
15 mouvement de rotation suivant une surface de grand rayon, de l'ordre de 50 mm pour l'homme, et une seconde rotation suivant une surface de rayon plus court, de l'ordre de 25 mm pour l'homme, au cours de la phase  
20 finale de la flexion ;

- au cours de la flexion, de plus, un mouvement de pivotement interne, limité à quelques degrés.

De nombreuses études ont été consacrées à la recherche d'une prothèse satisfaisante du genou. Les  
25 résultats de ces études ont été mentionnés dans un grand nombre de publications, parmi lesquelles on peut citer "Les prothèses de genou" de A. Lortat-Jacob et al (La Revue de Médecine N° 10, 7 mars 1977), "Prothèse totale du genou" par Orhan Ozkan (L'Union Médicale du Canada, Tome 106, octobre 1977, p. 1363), Thèse pour le Doctorat en Médecine par Patrice Buttel "La prothèse de Freeman-Swanson du genou" (Université René Descartes, Faculté de Médecine de Cochin-Port Royal, année 1979), "Arthroplastie totale du genou avec la prothèse L.L. à rota-  
30 tion" de J. Lagrange et autres (Cahiers de Chirurgie, N° 45, 1er trimestre 1983).

Les prothèses résultant de ces travaux, dont on pourra trouver une description dans les documents ci-dessus mentionnés, peuvent être réparties en deux groupes. Le premier groupe est constitué par les prothèses dites "à charnière". Ces prothèses, les plus anciennes, comportent un seul axe de rotation, c'est-à-dire sont incapables de reproduire les mouvements physiologiques. Au surplus, l'existence de cet axe entraîne des contraintes très importantes, transmises à l'os par la fixation assurée par de longues tiges intramédullaires scellées. La charnière présente une usure rapide. La prothèse est volumineuse et exige une résection osseuse importante, source d'inconvénients graves en cas de nécessité ultérieure de la retirer, pouvant conduire à l'amputation.

Ces inconvénients graves ont conduit à réaliser des prothèses à glissement tendant à rétablir des surfaces articulaires présentant un roulement et un glissement relatifs, donc à mieux simuler les mouvements physiologiques. Ces prothèses ont en conséquence supplanté dans une large mesure les prothèses à charnière sauf dans des cas où on se heurte à une instabilité et une déviation axiale élevées. Ces prothèses à glissement peuvent être non contraintes, la stabilité étant assurée essentiellement par les ligaments, ou du type à semi-contrainte, résultat de la recherche d'un compromis entre la stabilité assurée par la prothèse à charnière et la liberté de mouvement des prothèses à glissement non contraintes. Cette semi-contrainte est, par exemple, assurée par une tige de stabilisation insérée entre les composants fémoral et tibial, terminée par une rotule (US-A-3 869 729 Attenborough).

Ces prothèses à glissement semi-contraintes, si elles représentent déjà un progrès par rapport aux prothèses à charnière antérieures, ne sont toutefois pas pleinement satisfaisantes, notamment en ce que leur

volume reste important, en ce qu'elles limitent l'amplitude angulaire du mouvement de flexion-extension et en ce qu'elles ne restituent pas de façon suffisamment approchée les mouvements successifs de l'articulation naturelle.

L'invention vise à fournir une prothèse du genou à glissement semi-contraintes répondant mieux que celles antérieurement connues aux exigences de la pratique, notamment en ce qu'elle restitue le mouvement de l'articulation naturelle, est de faible volume et n'exige pas de résection des condyles.

Une endoprothèse du genou à glissement suivant un premier aspect de l'invention comprend une pièce fémorale munie d'une tige d'ancrage dans la cavité médullaire du fémur, présentant une surface convexe de glissement, une pièce tibiale et une pièce intermédiaire reliant les pièces tibiale et fémorale et présentant une surface d'appui de la surface convexe, ainsi que des moyens pour limiter les mouvements relatifs des pièces autres que de flexion-extension. Elle se caractérise notamment en ce que la surface de la pièce fémorale et une surface concave de la pièce intermédiaire coopérant avec la surface convexe présentent deux fractions venant successivement en appui lors du mouvement de flexion, dont les rayons correspondent aux centres de rotation de l'articulation naturelle.

On utilise ainsi le fait que le mouvement du genou peut, avec une approximation suffisante, être assimilé à un mouvement autour de deux centres successifs pour réaliser un appui de surface, au lieu de l'appui pratiquement linéaire que l'on trouve dans les prothèses antérieures à glissement utilisant des surfaces à rayon progressivement variable.

On arrive ainsi aisément, dans la pratique, à obtenir en permanence une aire d'appui d'environ  $300\text{mm}^2$ , largement suffisante pour éviter les problèmes d'usure

rapide rencontrés dans les prothèses antérieures avec appui d'un métal sur une matière plastique choisie pour présenter un coefficient de glissement relativement faible, telle que le polyéthylène haute densité. Cette  
5 surface d'appui suffisante est obtenue avec une prothèse de largeur faible.

Une solution particulièrement intéressante consiste à prévoir une surface d'appui constituée de deux parties latérales cylindriques présentant un rayon  
10 faible, et deux fractions latérales, encadrant la fraction centrale, présentant un grand rayon.

Suivant un autre aspect de l'invention, une endoprothèse du genou à glissement comprend encore une pièce fémorale munie d'une tige d'ancrage dans la cavité  
15 médulaire du fémur et présentant une surface convexe de glissement, une pièce intermédiaire de liaison présentant un plateau à surface concave d'appui de la surface convexe et une pièce tibiale portant la pièce intermédiaire ; lesdites surfaces sont prévues pour présenter  
20 un appui de surface pour toutes les orientations de l'articulation en flexion-extension et des moyens de guidage lors du débattement de l'articulation sont prévus pour imposer des mouvements successifs autour des emplacements approximatifs des centres de rotation de  
25 l'articulation naturelle du genou.

Dans la pratique, le guidage suivant un cercle de grand rayon ne sera pas réalisé par un pivot, mais par un guidage circulaire de débattement angulaire correspondant à la zone du mouvement de flexion-extension à  
30 grand rayon. Le second centre est matérialisé par un pivot porté par la pièce intermédiaire et assurant la liaison avec la pièce tibiale.

On voit que la prothèse est mixte et associe un axe et des surfaces de glissement. Il y a intervention  
35 successive de deux surfaces de glissement. La première amorce le mouvement de flexion et a une amplitude

d'environ 35° à partir de l'extension complète. Ce mouvement correspond à celui de la marche en terrain plat. C'est le plus usuel des mouvements du genou. A partir de 35° de flexion, la deuxième surface prend le  
5 relai et va jusqu'à 110° environ. Ce deuxième mouvement correspond au mouvement que l'on effectue pour monter un escalier ou s'asseoir.

Ainsi est simulé d'une manière très approchée le mouvement complexe de rotation et de glissement du ge-  
10 nou.

A cela s'ajoute avantageusement un troisième mouvement calquant la physiologie du genou, la rotation interne en flexion. C'est une rotation d'une vingtaine de degrés dans un autre plan, suivant l'axe vertical du  
15 membre inférieur.

La prothèse suivant l'invention présente de nombreux avantages, entre autres :

1. elle est de faible volume et n'exige pas de résection osseuse ou une résection très limitée d'ajus-  
20 tement,

2. elle est du type prothèse encastrée dans l'os avec appui sur les condyles. La pièce métallique scellée ne fait pas saillie en avant des condyles ; la rotule glissera donc comme dans l'anatomie normale et ne sera  
25 pas en contact avec du métal. On sait que ce contact métal-rotule est une cause de douleur et d'altération de la surface articulaire de cet os.

3. La prothèse est enfouie presque entièrement dans l'os. Il y a là une particularité très importante  
30 en matière de prothèse du genou. En effet, alors que le corps étranger constitué par la prothèse de la hanche est recouvert d'épaisses masses musculaires, la prothèse est relativement superficielle au niveau du genou. Elle est entourée de tissus qui n'ont pas la vitalité et  
35 n'ont pas la capacité de défense des muscles de la région de la hanche. Ce sont la capsule articulaire, les

ligaments latéraux, en avant le tendon rotulien, la rotule, le ligament rotulien. Tous ces éléments sont relativement inertes et directement recouverts par la peau. Le faible volume et l'enfouissement sont des éléments de  
5 bonne tolérance dans une région mal protégée. La prothèse réalise à la fois charnière et appui. Les forces, au moment de la marche par exemple, se répartissent essentiellement sur des surfaces d'appui importantes.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de  
10 la description qui suit d'un mode particulier d'exécution, donné à titre d'exemple non limitatif. La description se réfère aux dessins qui l'accompagnent, dans lesquels :

- la Figure 1 montre schématiquement la constitution de l'articulation naturelle du genou chez l'homme, vue dans une direction perpendiculaire au plan dans lequel s'effectue le débattement ;

- la Figure 2 est une vue de face de l'articulation du genou, la rotule n'étant pas représentée ;

- les figures 3 et 4 montrent respectivement une prothèse suivant l'invention, respectivement de face, en coupe suivant le plan III-III de la Figure et de profil en coupe suivant le plan IV-IV de la Figure 3 ;

- la Figure 5 est une vue en coupe suivant la  
25 ligne V-V de la Figure 3 ;

- la Figure 6 représente les raccordements des rayons  $R$  et  $r$  des surfaces d'appui lors de la marche et jambe repliée de profil ;

- la Figure 7, similaire à une fraction de la  
30 Figure 3, montre une variante.

Avant de décrire l'invention, il peut être utile de rappeler quelques indications sur l'articulation du genou.

L'articulation permet un mouvement principal en  
35 flexion-extension autour d'un axe transversal transcondyléen qui s'effectue par roulement et par glissement



des condyles sur les glènes. L'amplitude des mouvements est au total d'environ 110°. Un mouvement annexe d'environ 20° de rotation axiale autour d'un axe sensiblement vertical passant par le massif des épines tibiales intervient en fin d'extension.

La Figure 1 montre que la rotation lors de la flexion, à partir de la position d'extension maximale, ne s'effectue pas en totalité autour d'un même centre. En effet, les condyles 10 du fémur 12 présentent, sur une fraction de leur développement, à partir de la position qui est en appui sur le tibia 14 en extension, un rayon sensiblement constant  $R$ . Par contre, la partie 9 des surfaces des condyles qui vient en appui en fin du mouvement de flexion présente un rayon plus faible  $r$ . En conséquence, on peut assimiler le mouvement relatif de l'articulation à une rotation de grand rayon  $R$  autour d'un premier centre 28, suivie d'une rotation à petit rayon  $r$  autour d'un second centre 27. Sur la Figure 1, le tibia est représenté en position moyenne et on a également indiqué, dans un but d'illustration, l'emplacement de la rotule 29 et du péroné 31.

Lors de la marche normale sur terrain plat, le débattement de l'articulation ne dépasse guère 35° et ne fait intervenir que le centre 28. L'élasticité des condyles fait que, au cours de la rotation comme du glissement, l'appui s'effectue sur une surface appréciable et non pas suivant une simple ligne, ce qui réduit la pression, d'ailleurs non uniforme, d'autant plus que le condyle interne est toujours plus important que le condyle externe.

La prothèse suivant l'invention qui sera maintenant décrite est du type à encastrement, enfouie dans l'os qu'il n'est pas nécessaire de réséquer au niveau des condyles. Elle présentera typiquement un encombrement du genre indiqué en traits mixtes sur la Figure 2, où l'on voit que la prothèse est utilisée pour soulager

les condyles 10 qui ne se frottent plus au plateau tibial.

La prothèse représentée schématiquement en Figures 3 à 5 comporte une pièce fémorale 26, une pièce  
5 intermédiaire 21 et une pièce tibiale 17. La pièce fémorale 26 comporte une tige 30 de scellement dans le canal médulaire, par exemple à l'aide d'un ciment acrylique. Elle sera généralement entièrement constituée d'un métal  
10 présentant une bonne compatibilité avec les tissus, tel que certains aciers inoxydables et des alliages cobalt-chrome. La partie massive de la pièce 26 comporte deux flasques 32 dont l'un est amovible pour faciliter l'usage et le montage. La partie massive comporte une partie  
15 médiane 25 dans laquelle est ménagée une ouverture 24 de guidage en arc de cercle, définissant le centre 28. Dans l'ouverture peut se déplacer un galet 23, porté par la pièce intermédiaire 21, comme on le verra plus loin. Ce galet 23 assure la liaison entre la pièce fémorale 26 et les parties rattachées jusqu'au plan tibial.

20 Les flasques 32 (Fig. 4) sont munies d'équerres d'appui 22. Le développement circonférentiel et les rayons des équerres correspondent à la zone pour laquelle le débattement de l'articulation naturelle s'effectue, avec les rayons R et  $\underline{r}$  (Fig. 1).

25 Sur la face inférieure des équerres 22 qui enveloppent les condyles dans la zone centrale de l'extrémité du fémur se trouvent les parties frottantes 19 et 20, de centres 28 et 27, qui sont en contact avec la pièce 21.

30 Les surfaces de frottement ainsi constituées jouent un rôle essentiel dans l'invention. Elles permettent, grâce à leurs grandes dimensions, de dépasser 300 mm<sup>2</sup> d'appui et d'assurer le passage continu de la marche en terrain plat à la marche jambe repliée, par exemple  
35 pour monter un escalier.

La pièce intermédiaire 21 sera généralement en

polyéthylène haute densité. Elle se glisse entre les flasques 32. Sa partie supérieure, en forme de chape, porte un axe 34 sur lequel est monté le galet 23. Sa partie inférieure constitue deux patins qui ont les mêmes profils que les parties frottantes 19 et 20 (Figure 6). Les parties frottantes 20 de rayon  $r$  encadrent les parties frottantes 19 de rayon  $R$ . Le profil 19 correspond à la marche alors que le profil 20 correspond au mouvement jambe repliée (Figures 3 et 6).

10 Dans les deux cas, marche puis jambe repliée, les surfaces d'appui restent toujours de l'ordre de 300 mm<sup>2</sup>, alors qu'on estime que la valeur minimale n'est que de 100 mm<sup>2</sup>.

15 L'appui du polyéthylène haute densité sur l'acier inoxydable avec lubrification par les sérosités se traduit par un coefficient de frottement comparable à celui de l'articulation normale.

20 La pièce tibiale 17 comprend, dans le mode de réalisation illustré, une tige 18 de scellement dans la cavité médullaire du tibia et un axe 16 s'engageant dans un trou de la pièce intermédiaire 21. Cet axe assure la liaison fémur-tibia avec comme pièce de retenue une tige en partie filetée 15 (Figure 5) qui vient se bloquer sur l'axe 16. La tige 15 permet un débattement de l'ordre de 25 20°, ce qui donne la liberté supplémentaire requise autour d'un axe vertical.

Le fonctionnement de la prothèse apparaît immédiatement à la lecture de la description ci-dessus.

30 A partir de la position d'extension maximale (butée de la pièce intermédiaire 21 en 13 sur la Figure 4), il y a d'abord glissement sur 35° environ des parties 19, ce qui correspond au mouvement de rayon  $R$ . Ensuite, à partir du moment où le galet 23 vient en contact avec la tranche de l'ouverture 24, le mouvement de rayon  $r$  s'amorce, la partie 20 venant alors en contact avec la partie de même région de la pièce 21 et

cela jusqu'à la butée supérieure 14 (Figure 4), soit au total 110° de rotation environ.

On constate que la prothèse ainsi réalisée a une épaisseur faible (24 mm environ dans le cas représenté), qu'elle laisse intacts les condyles, seules des opérations d'ajustement sur une faible largeur pouvant être nécessaires et qu'elle permet de conserver la rotule qui se trouve isolée des pièces métalliques.

Cette prothèse tient au surplus pleinement compte de son caractère particulier comparé à celle de la hanche (conversion des parties molles bien moindre et risque d'infection plus important).

Il faut bien préciser que, en dépit de la présence de l'axe 34, la prothèse proposée n'est nullement du type à charnière ; elle assure une succession de rotations très voisine du mouvement physiologique, l'axe 34 et son galet 23 n'assurant qu'un rôle de conduite des mouvements.

Le dispositif selon l'invention correspond à une prothèse semi-contrainte qui conserve une bonne stabilité, même en cas de suppression des ligaments croisés ne laissant subsister que les ligaments collatéraux. Les transmissions des efforts d'appui se font toujours par l'intermédiaire de surfaces de glissement sur des aires qui dépassent 300 mm<sup>2</sup> pour une largeur totale qui n'exige au plus que d'éventuelles retouches des condyles.

L'invention est susceptible de nombreuses variantes de réalisation. En particulier, le débattement angulaire de l'axe 16 peut être obtenu en substituant, à l'emprisonnement de la tige 15 dans un trou ovalisé (fig. 3), un montage rotatif d'une embase solidaire de l'axe 16 dans une chambre délimitée par la pièce tibiale 17 et un plateau rapporté 32 (figure 7). L'axe 16 peut alors être claveté dans la pièce 32.

REVENDICATIONS

1. Endoprothèse du genou à glissement, comprenant une pièce fémorale (26) munie de moyens (30) d'ancrage dans la cavité médullaire du fémur, présentant une surface convexe de glissement, une pièce tibiale (17) et une pièce intermédiaire (21) reliant les deux autres et présentant une surface d'appui de la surface convexe, ainsi que des moyens pour limiter les mouvements relatifs des deux pièces autres que de flexion-extension, caractérisée en ce que la surface convexe de la pièce fémorale et la surface concave de la pièce intermédiaire coopérant avec elle présentent deux fractions venant successivement en appui lors du mouvement de flexion, dont les rayons ( $R$ ,  $r$ ) correspondent aux centres de rotation de l'articulation naturelle.

2. Endoprothèse du genou à glissement, comprenant une pièce fémorale (26) munie de moyens (30) d'ancrage dans la cavité médullaire du fémur, présentant une surface convexe de glissement, une partie intermédiaire de liaison (21) présentant un plateau à surface concave d'appui de la surface convexe et une pièce tibiale (17) portant la pièce intermédiaire, caractérisée en ce que lesdites surfaces sont prévues pour présenter un appui de surface pour toutes les orientations de l'articulation en flexion-extension et en ce que des moyens de guidage (23, 24) lors du débattement de l'articulation sont prévus pour imposer des mouvements successifs autour des emplacements approximatifs des centres de rotation de l'articulation naturelle du genou.

3. Endoprothèse selon la revendication 2, caractérisée en ce que le pivot (34) est matérialisé par un galet (23) emprisonné dans une ouverture (24) pour assurer une liaison constante entre la pièce fémorale (26) et la pièce intermédiaire et obtenir un mouvement de flexion-extension au grand rayon ( $R$ ) de marche sur terrain plat, le mouvement jambe repliée au petit rayon ( $r$ )

intervenant dès que le galet (23) atteint l'extrémité de l'ouverture de guidage (24).

4. Endoprothèse selon la revendication 3, caractérisée en ce que le galet est porté par un axe (34) fixé sur la pièce intermédiaire (21) qui est reliée à la pièce tibiale (17) par un axe (16) présentant une rotation libre d'une vingtaine de degrés autour de l'axe.

5. Endoprothèse selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisée en ce qu'elle présente une largeur suffisamment faible pour être logée entre les condyles et venir s'appuyer sur ces derniers.

6. Endoprothèse selon la revendication 5, caractérisée en ce qu'elle est dimensionnée et mise en place de façon à maintenir un jeu entre les condyles.

7. Endoprothèse selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisée en ce que lesdites pièces sont constituées en un métal compatible avec les tissus, tel qu'un acier inoxydable ou alliage chrome-cobalt, sauf l'une des surfaces de glissement qui est constituée par une matière plastique présentant une surface élevée à l'usure par frottement, un faible coefficient de frottement et une bonne compatibilité avec les tissus, telle que le polyéthylène haute densité.

8. Endoprothèse selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisée en ce que la pièce tibiale est en deux parties reliées par des moyens autorisant un pivotement relatif autour d'un axe sensiblement vertical.

FIG.1.

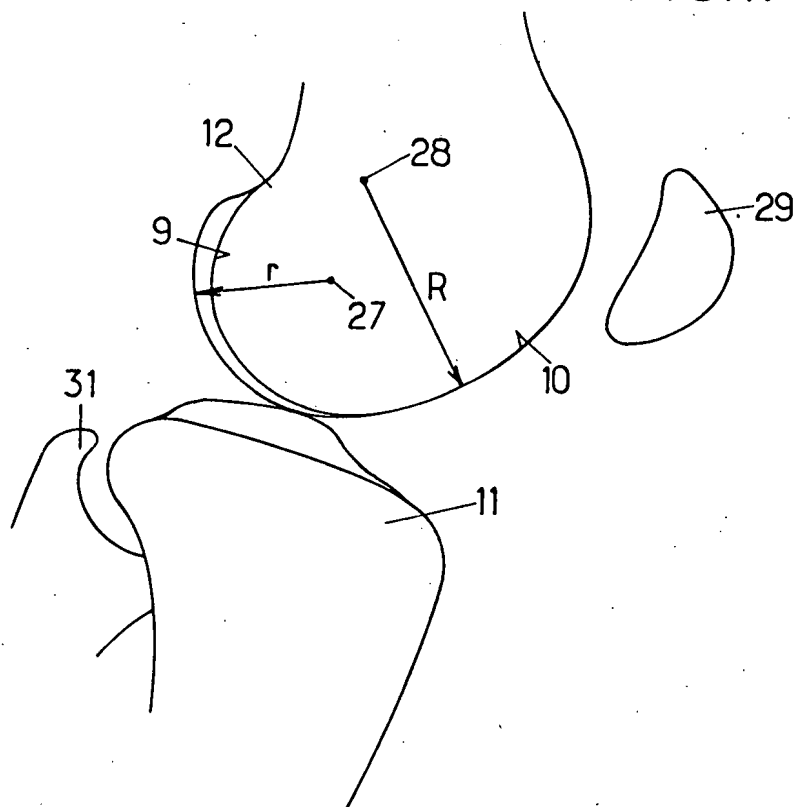
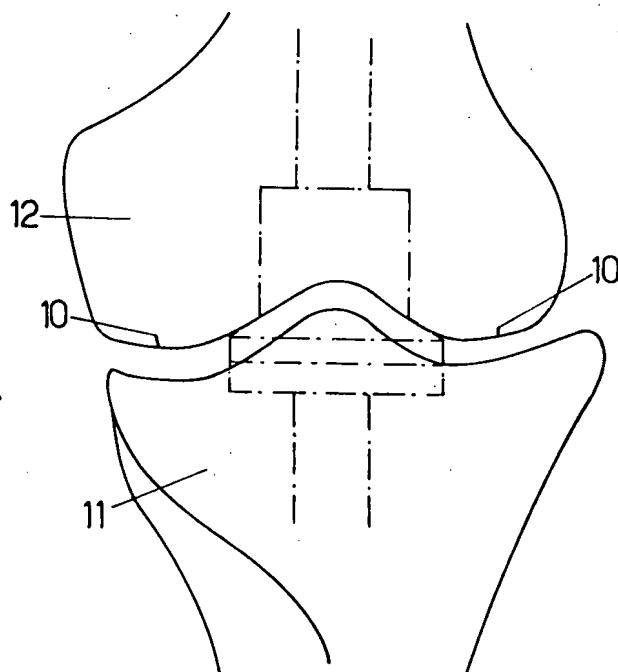


FIG.2.



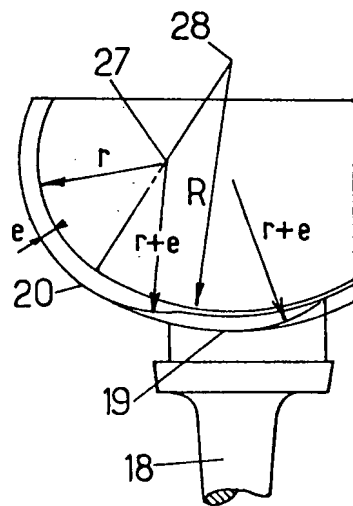
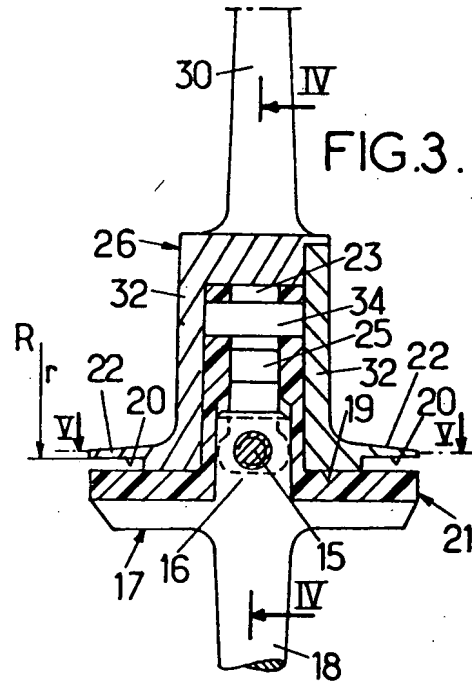
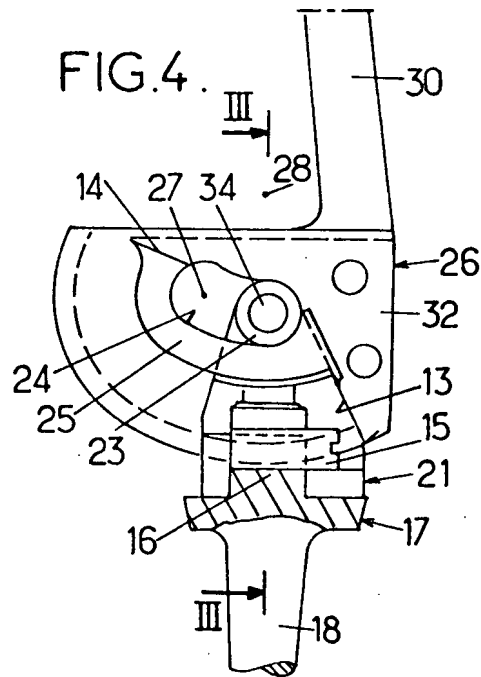


FIG. 6.

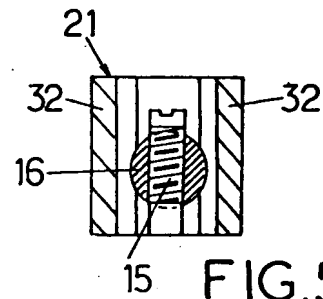


FIG. 5.

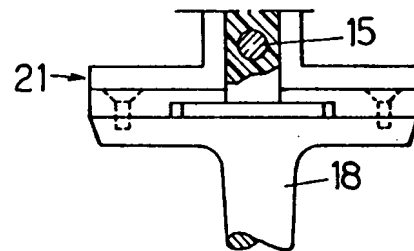


FIG. 7.